

역기구학을 이용한 보행 분석 Analysis of Human Gait Using Inverse Kinematics

최경임* · 정민근* · 엄영일**

Abstract

In this study, the human gait trajectories during normal walking were synthesized using the inverse kinematics and optimization techniques. The synthesis is based on a gait model consisting of a torso and two legs. Each leg has three segments: thigh, shank, foot, and has six degrees-of-freedom. In order to synthesize trajectories of this redundant system, the sum of angular displacements of articulating joints was selected as an objective function to be minimized.

The proposed algorithm in this study is very useful for the analysis of human gait. For the gait analysis, the trajectories of four points in each leg should be measured. However, by using the algorithm, measuring the trajectories of two points is sufficient, and thus the experimental set-up can be simplified.

The predicted joint trajectories showed a good agreement with those obtained from experiment. The kinematic analysis and graphic simulations are also presented.

1. 서론

보행은 인간의 가장 주기적이고 기본적인 동작중의 하나로 상체를 일으킨 상태에서 한쪽다리가 체중을 지지하는 동안에 다른쪽 다리가 스윙을 하고, 스윙한 다리가 지지를 하면 먼저 지지했던 다리가 스윙을 하는 동작이 반복되는 이동과정이다. 만일 한쪽 방향으로 일정한 속도로 보행을 한다면 신체 각 관절의 궤적은 기본적인 주기함수가 중첩된

형태로 조화롭게 변하며, 신체적 조건에 따라 다소 차이는 있으나 기본적인 주기함수가 중첩된 형태로 역시 주기함수의 형태로 나타난다. 보행연구는 의공학과 체육학 뿐만 아니라 2각 보행로봇을 연구 하는 로봇공학에서도 많이 연구되고 있다. 재활의학분야에서는 신체의 결함이 있는 사람의 보행을 정상인의 걸음걸이와 비교, 분석하는 임상적인 연구가 활발히 진행되어 왔으며, 의족개발을 위하여 여러가지 보행모델이 제안되기

* 포항공과대학교 산업공학과

** 포항공과대학교 기계공학과

도 했다. 의족개발을 위한 연구로 Patil[15]등은 의족을 6개의 링크로 모델링하여 스윙구간에서 공압을 이용하여 제어하도록 하였고, Yang[23]은 2개의 힘판으로부터 얻은 지면반발력과 TV를 통해 구해진 신체 각관절의 위치를 동기화하여 3차원의 운동학적 데이터와 운동역학적 데이터를 역동역학(inverse dynamics)을 통하여 구하였다. 또한 Flowers와 Mann[7]은 전기적 신호를 주어 무릎관절의 토크를 유발시키는 Electrohydraulic Knee-Torque Controller를 제안 하였다. 로봇공학에서도 보행에 관하여 많은 연구가 되어왔다. Townsend와 seireg[22], Chao와 Rim[4], Cappozzo와 Pedotti[4], Townsend와 Tsai[21], 그리고 Hardt와 Mann[8] 등은 인체모델을 머리, 팔과 몸통 그리고 하지로 구성되는 HAT(head-arm-trunk) 모델을 제시하였다. Chao와 Rim[4]은 몸통에 두개의 하지가 붙은 3개의 링크로 구성된 보행모델을 제시하여 하지의 각관절에 각변위를 모멘트평형(moment equilibrium)과 각운동학(angular kinematics)을 통해 구하여, 실험치와의 차이를 최소화하려 하였다. Nubar와 Conti[13]는 평면에서 5개의 링크로된 보행모델을 설정하여 근력(muscular effort)의 최소에너지 원리를 적용하는 최적화접근방법을 제안하였다. 또한 Chow와 Jacobson[5]은 인간의 보행을 평면에서 5개의 분절로 모델링하여 정중면(mid-sagittal plane)에서 시뮬레이션 하였고 Joint Muscle이 한 일을 최소화 시키는 최적제어모델(optimal control model)을 제시하였다. Hatze[9]는 하지모델을 근-골격제어모델(musculoskeletal control model)로 발전 시켰으며, seireg 와 Arvika[17]는 한쪽 다리에 대한 광범위한 정적모델(comprehensive static model)을 세워 靜力學的 不靜定問題(statically indeterminate problem)

를 LP로 구하였다. 위에서 열거한 바와 같이 대부분의 보행모델은 머리, 팔, 그리고 몸통과 하지로 구성되었고, 평면에서 4개의 조인트와 5-링크 모델이나 공간에서 6개의 조인트와 7-링크 모델로 설정되었다. 그러나 대부분의 경우에 여유자유도를 가지므로 운동학적 변수들을 정의한다.

본 연구의 목적은 기구학을 이용하여 보행분석 시 신체의 측정부위를 줄이므로 동작분석시간을 단축할 수 있는 알고리즘을 찾아 기구학적 해석을 통해 얻어진 결과와 실험결과를 비교하고, 평면과 공간에서 그래픽을 통해 모델의 유용성을 검증하기 위한 것이다. 본 연구에서는 한쪽 다리가 넓적다리(thigh), 정강이(shank), 발(foot)로 이루어지고 6개의 자유도를 갖는 보행모델을 사용하였으며, 60Hz로 촬영된 정상인 2명의 하지의 각관절의 궤적중 고관절과 발끝에서의 궤적을 이용하여 무릎관절과 발목관절의 궤적을 구하였고, 이렇게 얻어진 운동학적 데이터는 실험치와 비교하였으며 평면과 공간에서의 그래픽 애니메이션을 하였다.

본 연구에서는 보행시 신체의 오른쪽과 왼쪽의 움직임을 대칭적인 것으로 가정하여 한쪽 다리를 대상으로 하였다.

2. 보행모델의 기구학적 해석

인체는 여러개의 강체들이 조인트로 연결된 기구학적 시스템으로 모델링 될 수 있다. 본 연구에서는 7개의 링크와 12자유도를 갖는 보행모델을 설정하였다(그림 1). 이 모델은 하나의 몸통과 두다리로 구성 되었고, 각각의 다리는 넓적다리와 정강이, 발의 세 분절로 이루어졌으며, 고관절(hip joint)에서는 3개의 자유도를 가지며, 무릎관절(knee joint)에서는 1개의 자유도, 발목관절(ankle joint)에서는 2개의 자유도를 갖는 것으로 가정하였다. 이 모델의 기준점은

보행이 시작되는 시점에서 디딤각의 고관절과 수직으로 지면에 닿는 점에 설정하였고, X축은 보행이 진행되는 방향, Z축은 지면에 수직하고 중력의 반대방향으로 잡았으며, Y축은 XZ평면에 수직하며 오른손 법칙을 따르는 방향으로 잡았다.

보행이 X축 방향으로 진행된다면 보행주기내에서 각관절의 각변위는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

그림 2에서 보면,

$$\theta_6(t) = \tan^{-1} \left(\frac{y_h(t) - y_t(t) - d \sin\beta(t)}{z_h(t) - z_t(t) - d \cos\beta(t)} \right) \quad (1)$$

가 된다.

여기서 $\beta(t) = \sin^{-1} \left(\frac{z_t(t)}{P_t} \right)$ 이다.

또한 X축에 대한 신체의 로울링각(rolling angle)을 $\alpha(t)$ 라 하면, $\alpha(t) = -A_\alpha \{ 1 + \cos(4\pi \frac{t}{T}) \}$ 으로 표시되며, A_α 는 로울링각 $\alpha(t)$ 에 대한 특성치로 정상인의 보통걸음에 대한 로울링각이 5° 이다.

그림 2에서 보면

$$\theta_1(t) = -\alpha(t) - \theta_6(t) \quad (2)$$

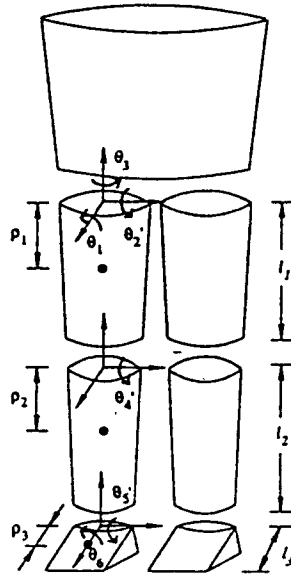
이고,,

고관절에서 내측/외측회전이 거의 일어나지 않는다고 가정하여

$$\theta_3(t) = 0 \quad (3)$$

으로 하였다.

그림 2 에서 X축의 성분과 발목에서의 내



- θ_1 : 고관절의 내전/외전(Adduction/Abduction of the Hip)
- θ_2 : 고관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Hip)
- θ_3 : 고관절의 내측/외측 회전(Internal/External Rotation of the Hip)
- θ_4 : 무릎관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Knee)
- θ_5 : 발목관절의 굴곡/신전(Plantar Flexion/Extension of the Ankle)
- θ_6 : 발목관절의 내측/외측 회전(Adduction/Abduction of the Ankle)

그림 1. 보행모델

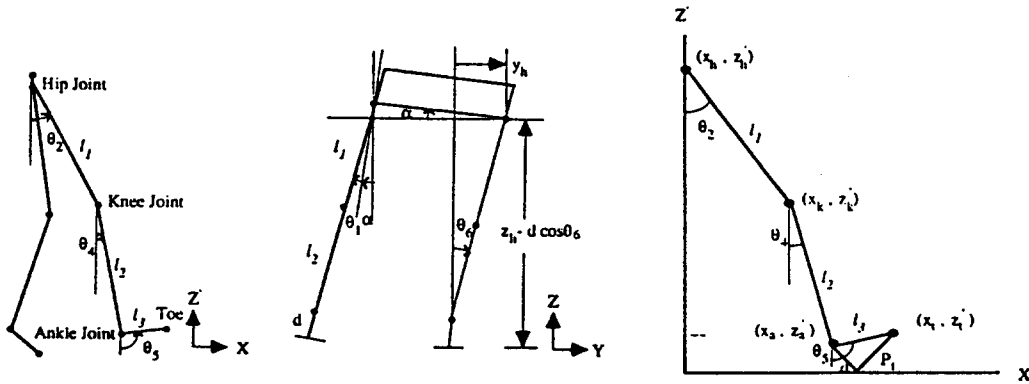


그림 2. 전두면과 시상면에서 본 보행모델

측/외측회전을 고려하여 Z축을 $\cos\theta_6(t)$ 만큼 기울인 Z'축의 성분을 보면,

$$-l_3 \sin\theta_5(t) = l_1 \sin\theta_2(t) + l_2 \sin\theta_4(t) - x_1(t) \quad (4)$$

$$-l_3 \cos\theta_5(t) = l_1 \cos\theta_2(t) + l_2 \cos\theta_4(t) - z_1(t) \quad (5)$$

으로 나타난다.

여기서

$$z_1(t) \equiv \frac{z_h(t) - z_1'(t)}{\cos\theta_6(t)}$$

$$x_1(t) \equiv x_1(t) - x_h(t)$$

이다.

(4)식과 (5)식을 각각 제곱하여 더하고, 로 나누면

$$B_1(t) \sin\theta_4(t) + B_2(t) \cos\theta_4(t) = B_3(t) \quad (6)$$

으로 나타낼 수 있다.

여기서,

$$B_1(t) \equiv \sin\theta_2(t) - \frac{x_1(t)}{l_1}$$

$$B_2(t) \equiv \cos\theta_2(t) - \frac{z_1(t)}{l_1}$$

$$B_3(t) \equiv \frac{x_1(t)}{l_2} \sin\theta_2(t) + \frac{z_1(t)}{l_2} \cos\theta_2(t)$$

$$-\frac{l_1^2 + l_2^2 - l_3^2 + x_1^2(t) + z_1^2(t)}{2l_1l_2}$$

따라서 (6)식으로 부터

$$\theta_4(t) = 2 \tan^{-1} \left(\frac{B_1(t) \pm \sqrt{B_1^2(t) + B_2^2(t) - B_3^2(t)}}{B_2(t) + B_3(t)} \right) \quad (7)$$

로 나타낼 수 있다.

$\theta_5(t)$ 도 $\theta_4(t)$ 를 구할 때와 같은 절차로 구하면,

$$\theta_5(t) = 2 \tan^{-1} \left(\frac{C_1(t) \pm \sqrt{C_1^2(t) + C_2^2(t) - C_3^2(t)}}{C_2(t) + C_3(t)} \right) \quad (8)$$

로 나타낼 수 있다.

여기서,

$$C_1(t) \equiv \sin\theta_2(t) - \frac{x_1(t)}{l_1}$$

$$C_2(t) \equiv \cos\theta_2(t) - \frac{z_1(t)}{l_1}$$

$$C_3(t) \equiv \frac{x_1(t)}{l_3} \sin\theta_2(t) + \frac{z_1(t)}{l_3} \cos\theta_2(t) - \frac{l_1^2 - l_2^2 + l_3^2 + x_1^2(t) + z_1^2(t)}{2l_1l_3}$$

이다.

여유자유도를 갖는 시스템을 제어하는 방법에는 크게 전체적인 궤적을 최적화하는 Global Optimization과 매 순간 마다의 관절들의 궤적을 최적화하는 Local Optimization이 있다. 본 연구에서는 매순간 마

다 관절의 궤적을 최적화하는 Local Optimization을 사용하였다. 일은 각관절에 걸리는 모멘트와 각변위의 스칼라곱으로 정의 된다. Conservative System인 경우 일을 최소화하거나 위치에너치의 변화량을 최소화한다. 그러나 사람은 보행시 지면에 대한 마찰력이 있으므로 보행시 일을 최소화 하면서 움직인다고 가정하였다. 일은 $dU = \dot{M} \cdot d\theta$ 으로 나타내므로 목적함수 $\Psi(t)$ 는

$$\Psi(t) = \sum \vec{w}(t) \cdot \overline{\Delta\theta}(t)$$

으로 나타낼 수 있다.

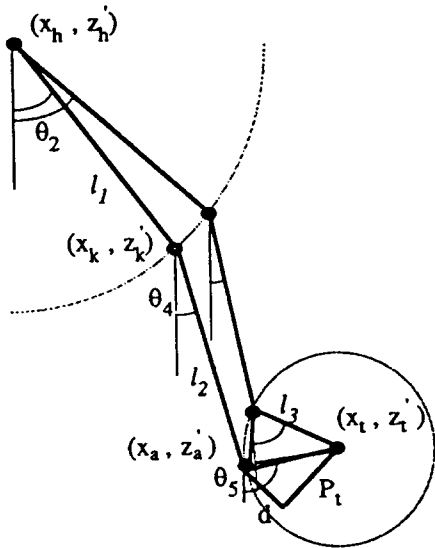


그림 3. 물리적으로 가능한 배치

여기서 weighting 함수를 constant로 놓고 목적함수 $\Psi(t)$ 를

$$\Psi(t) = \sum_{i=1}^3 \Delta\theta_i(t) \tag{9}$$

으로 정하였다.

식 (7)와 (8)에서 보면 $\theta_4(t)$ 와 $\theta_5(t)$ 는 $\theta_2(t)$ 의 함수이므로 보행이 진행되는 방향과 시상면에서 넘적다리가 움직일 수 있는 각의 범위를 고려하여 물리적으로 가능한 배치 (physically admissible configuration)를 구하였다(그림 3).

3. 실험 방법

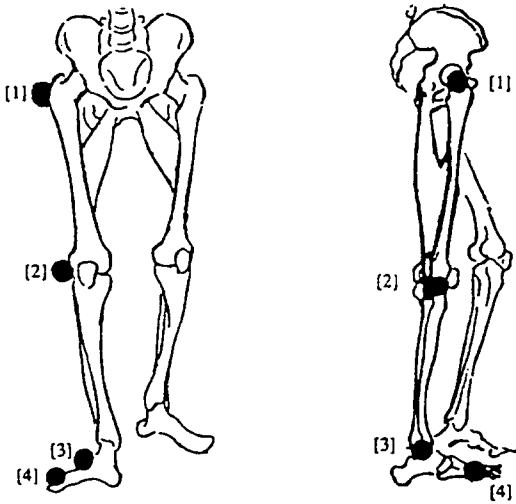
본 실험은 보행시 하지의 각 관절의 궤적을 구하기 위하여 실시되었다. 실험은 정상인 남자 2명을 피험자로 선정하였으며, 그들의 신체적 특성은 표 1과 같다.

본 실험은 산업과학기술원내 보행실험실에서 실시되었으며 하지관절에서 발생하는 각운동량의 변화를 측정, 분석하기 위한 동작분석 시스템은 Expert Vision 시스템을 사용하였다. 피험자들에게는 자연스러운 보행이 되도록 충분한 예비연습과정을 거쳐 정상시의 보행속도로 걷도록 하였다. 피험자들이 Walkway를 보행할때 2대의 CCD Camera로 하지의 각 관절에 부착된 반사마커들의 궤적을 60Hz로 촬영하였으며 마커들의 궤적은 Video Processor를 통하여 동기화하였다(그림 4.). 실험을 통하여 얻어진 고관절과 발끝에서의 궤적은 역기구학을 이용하여 무릎관절과 발목관절의 궤적을 구

표 1. 피험자의 신체적 특성.

피험자	성 별	연령(세)	신장(cm)	몸무게(kg)
A	남	20.3	172.0	61.5
B	남	20.1	174.3	63.2

하기 위한 Input Data로 사용하였으며, 무릎관절과 발목관절의 궤적은 역기구학으로부터 얻은 궤적의 타당성을 검증하기 위하여 사용되었다.



- (1) 대전자 (Great Trochanter)
- (2) 무릎관절의 외측선 중심 (Center of the Lateral Joint Line of the Knee)
- (3) 외과 (Lateral Fibular Malleolus)
- (4) 제 5 종족골두 (5th Metatarsal Head)

그림 4. 전두면과 시상면에서 본 마커의 부착 부위

동작분석에 사용된 장비는 다음과 같다.

- (1) 2대의 CCD 카메라 (NEC T1-22P)
- (2) Workstation (sparc station 2)
- (3) 3-D Expert Vision Motion Analysis System

4. 보행시 신체의 주요 변위

보행시 골반의 회전은 골반의 오른쪽과 왼쪽을 잇는 선의 수직인 축에 대한 회전을 말한다. 보통 골반의 회전은 한쪽 방향으로

약 4° 정도로 나타나며, 회전은 고관절에서 일어나게 된다. 또한 보행시 골반은 전두면에서 체중을 지지하는 다리의 반대편 아래쪽으로 기울게 된다. 보통의 보행속도에서 골반의 경사각은 약 5°이며, 변위는 고관절에서 일어난다

보행속도에 따라 무릎관절의 굴곡정도도 다르게 나타나는데, 보통 지지각에서는 무릎이 거의 최대로 신전하면서 뒷꿈치가 지면에 닿을 때 디딤구간이 시작되며, 그후 무릎이 굴곡하기 시작하여 발이 지면에 완전히 닿을 때까지 계속되어 전체의 체중을 지지하게 되는 디딤구간의 중간직전에 무릎관절은 굴곡이 끝나면서 신전을 한다. 동시에 뒷꿈치가 지면에서 떨어지기 시작하면서 스윙구간에 들어간다. 스윙구간 동안 하지는 공간에서 자유롭게 내측으로 회전할 수 있으며, 디딤구간 동안 발은 지면에 닿아있는 채로 외측으로 회전한다. 또한 발등쪽 방향으로 굴곡(dorsi flexion)을 하고 발바닥 방향으로 신전(plantar flexion)을 한다.

4-1. 하지의 각 관절에서의 변위

고관절에서의 수직변위를 보면 보행의 한 주기 동안에 서로 비대칭적인 두점의 극대값과 극소값을 갖는다. 극소값은 디딤구간과 스윙구간이 시작된 직후에 일어나며 디딤구간이 끝나는 곳에서 최소값을 갖게 된다. 무릎관절은 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 지점에서 가장 낮게 떨어지며, 보행주기의 85-90%가 되는 지점에서 고관절이 최대값에 도달할 때 무릎관절도 최대값을 갖게 된다. 두번째로 작은값은 뒷꿈치가 지면에 닿았을 때로 디딤구간의 처음 20% 동안에 천천히 증가하며, 발바닥이 지면에 닿아 있는 동안에는 커다란 변화가 없다가 앞꿈치가 지면으로부터 떨어지기 시작할 때 점차 낮게 떨어진다. 발목관절은 디딤구간의 중간이 지난 직후부터 조금씩 상승하기 시작하여 스윙구

간의 초반까지 계속 상승하다가 보행주기의 70%가 되는 곳에서 최대로 굴곡된다. 그후 디딤구간이 시작되기 직전인 발바닥이 지면에 완전히 닿을 때까지 계속해서 감소한다. 발끝에서의 궤적은 뒷꿈치가 지면에 닿기 직전에서 최대값을 가지며, 보행주기의 약 7.5% 되는 시기에 발끝이 지면에 닿게된다. 체중을 지지하는 중복디딤기 동안에는 발끝이 지면에 계속 닿아있으며, 발끝이 지면에서 떨어진 뒤 보행주기의 10%정도까지 지난 후에 두번째의 최대값을 갖는다.

그림 5에서 보면 기구학을 통하여 얻은 무릎관절에서의 궤적은 디딤구간에서 시뮬

레이션 결과가 실험값 보다 보행진행 방향으로 조금 더 많이 움직이고 스윙구간에서는 반대로 조금 덜 움직이는 것으로 나타났으나 비교적 실험치와 잘 일치하였으며 실험값과의 차이의 평균값은 피험자 A의 경우 X방향으로 6.46cm, Y방향으로 2.03cm, Z방향으로 2.16cm로 나타났으며 B의 경우는 X방향으로 6.41cm, Y방향으로 1.55cm, Z방향으로 2.88cm로 나타났다. 그림 6에서 보면 발목관절은 X, Y, Z좌표 모두가 실험치와 잘 일치하는 것으로 나타났다. 그러나 모든 그래프가 스윙구간이 5-10%정도 시간축으로 이동된 것을 볼 수 있다. 발목관절의

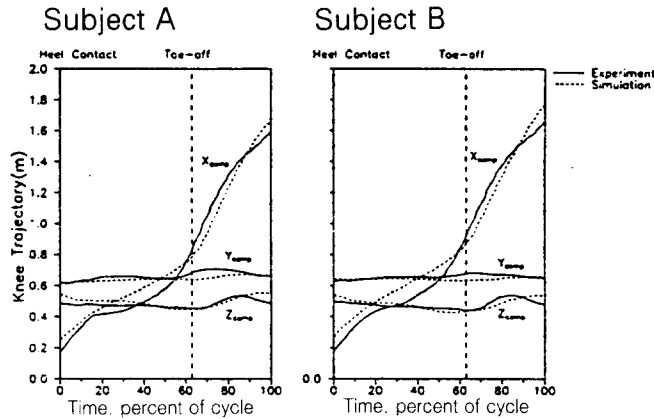


그림 5. 무릎관절에서의 궤적

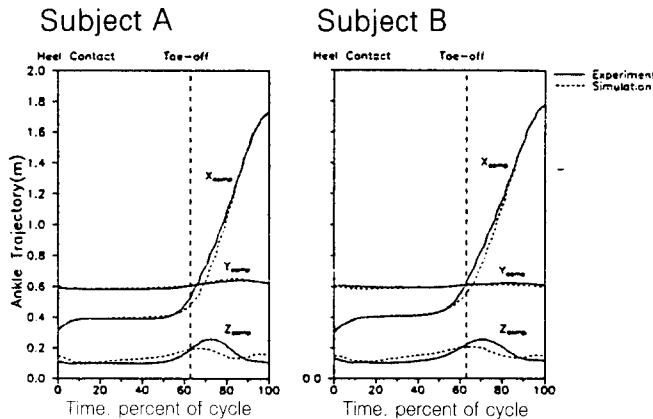


그림 6. 발목관절에서의 궤적

궤적과 실험값과의 차이의 평균값은 피험자 A의 경우 X방향으로 1.98cm, Y방향으로 6.32cm, Z방향으로 3.22cm로 나타났으며 B의 경우는 X방향으로 2.00cm, Y방향으로 0.82cm, Z방향으로 3.24cm로 나타났다.

속도와 가속도는 오차를 줄이기 위하여 10차 Polynomial로 Curve Fitting하였다. 각 관절에서의 속도를 보면 피험자 A와 B 모두가 무릎관절과 발목관절에서의 속도 역시 궤적에서 나타났던 결과와 마찬가지로 스윙구간이 시간축으로 지연되는 현상을 보이고 있다.

가속도에서도 무릎관절에서는 모든 방향에서 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고는 가속되거나 감속되는 형태가 실험치와 잘 일치함을 보인다. 그러나 발목관절의 가속도는 보행이 진행되는 방향에서 실험값이 스윙구간의 초기에는 완만하게 감속되거나 시뮬레이션 결과는 스윙의 전 구간에서 급격히 감속하는 것으로 나타났다.

4-2. 하지의 각 분절의 회전

넙적다리는 뒷꿈치가 지면에 닿았을 때 시계의 반대방향으로 최대로 회전하며, 디딤구간동안 대부분 시계 방향으로 회전한다. 다른쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿을 때 시계 방향으로 최대로 회전하며, 발끝이 지면에서 떨어지면서 시계의 반대방향으로 회전하여 보행주기의 85-90%되는 지점에서 최대에 도달한다. 정강이는 디딤구간에서는 시계 방향으로 회전하고, 스윙구간동안에서는 시계의 반대방향으로 회전한다. 발뒷꿈치가 지면에 닿기 3-5% 전에 시계의 반대방향으로 최대로 회전한다. 무릎관절이 굴곡할 때 정강이는 빠르게 회전하며, 신전할 때는 조금 느리게 회전한다. 발은 앞꿈치가 지면에 닿을 때까지 시계 방향으로 회전하며, 발바닥이 지면에 닿아있는 동안에는 회전을 하지 않는

다. 뒷꿈치가 지면으로부터 떨어지는 보행주기의 30%가 되는 시기부터 앞꿈치가 지면으로부터 떨어질 때까지 다시 시계 방향으로 급격히 회전하며, 스윙구간에서는 시계의 반대방향으로 회전한다.

그림 7에서보면 넙적다리에서의 회전각은 디딤구간이 끝나기 10%전까지는 실험값보다 시계방향으로 회전이 더 크게 일어났고, 스윙구간이 끝나기 10%전까지는 시계의 반대방향으로의 회전이 더 크게 일어남을 볼 수 있다. 보행주기동안에 기구학을 통해 얻은 넙적다리의 회전각과 실험값과의 차이의 평균값은 피험자 A의 경우 0.19rad, 피험자 B의 경우에는 0.20rad으로 나타났다. 반대로 그림 8에서 보면 정강이의 회전은 넙적다리와는 반대의 결과를 보였다. 정강이의 경우 시뮬레이션값과 실험값의 차는 피험자 A의 경우 0.14rad, 피험자 B의 경우에는 0.17rad으로 나타났다. 그림 9에서 보면 발의 경우에는 그래프의 형태가 실험값과 매우 유사하나 피험자 A, B 모두 스윙구간에서 시계방향으로의 회전이 실험값에 크게 미치지 못하는 것으로 나타났으며, 보행주기동안의 평균적인 차는 A의 경우 0.20rad, B의 경우 0.20rad으로 나타났다. 전반적으로 넙적다리는 시뮬레이션 값이 실험값보다 디딤구간 중에 시계의 반대방향으로 좀더 회전하였고, 스윙구간 중에는 시계방향으로 좀더 회전하였다. 정강이의 경우는 그 반대현상을 보였다. 이러한 현상은 스윙구간이 시간축으로 5-10%정도 지연되는 결과를 가져왔는데 이는 최적화 시키는 목적함수의 weighting 함수를 상수로 정하였기 때문이라 생각한다. 하지의 각 관절에 걸리는 힘, 혹은 모멘트는 시간의 함수이므로 역학적인 요인을 고려하여 Weighting 함수를 연속적인 시간의 함수로 줄 수 있다면 실험값과의 오차를 크게 줄일 수 있으리라 생각한다.

각속도와 각가속도는 Discrete한 데이터를 차분법(difference method)을 사용하

여 구하였으므로 실제의 각속도, 각가속도와
의 오차를 줄이기 위하여 10차 Polynomial로 Curve Fitting하였다. 넓적다리의 각
속도는 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고
는 비교적 잘 맞으나 스윙구간의 후반부에서
실험값보다 완만하게 감속되는 것으로 나타

났다. 정강이의 각속도는 역시 스윙구간이
지연되는 것으로 나타났으나 실험값과 매우
잘 일치함을 보였다. 발의 각속도는 속도가
증가되고 감소되는 형태는 매우 잘 일치하나
전반적으로 실험값보다 속도의 절대값이 적
게 나타났다. 넓적다리과 정강이의 각가속도

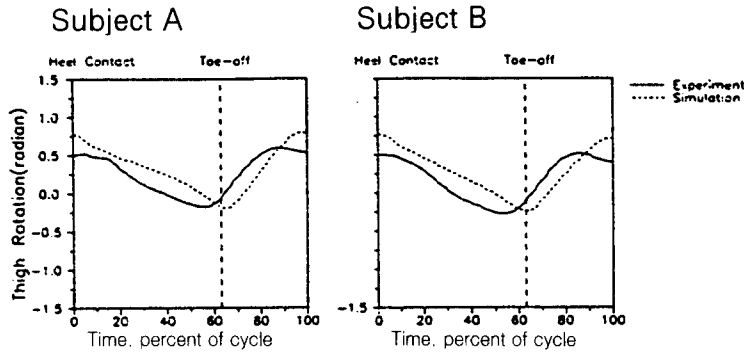


그림 7. 절대좌표계에 대한 넓적다리의 회전각

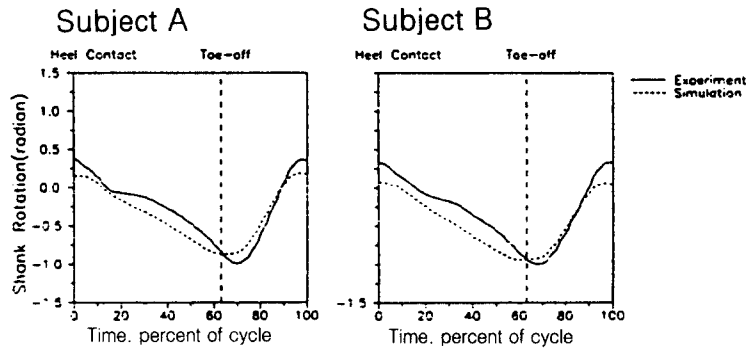


그림 8. 절대좌표계에 대한 정강이 회전각

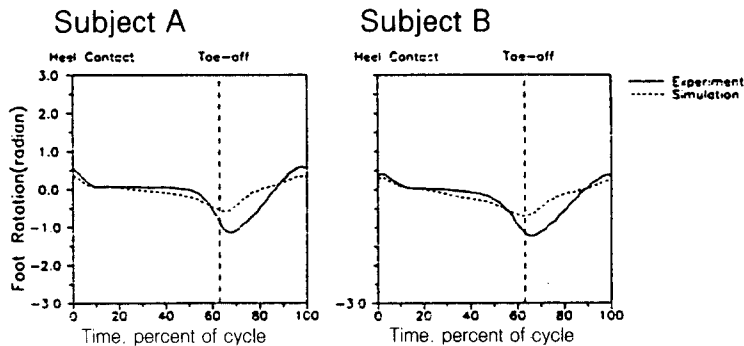


그림 9. 절대좌표계에 대한 발의 회전각

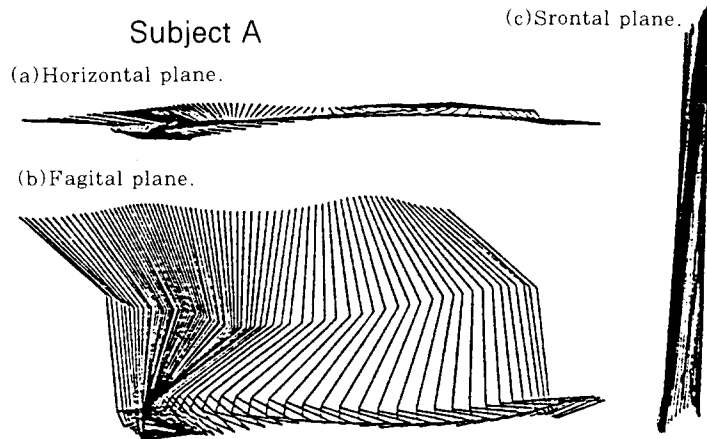


그림 10. 피험자 A의 Stick diagram

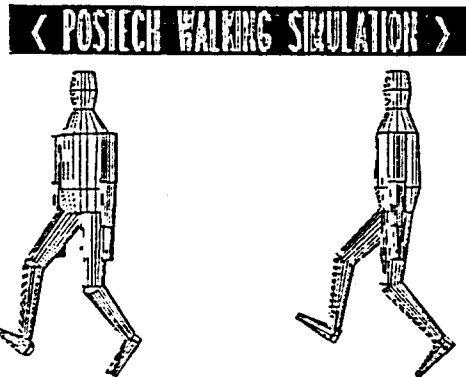


그림 11. 피험자 A의 3-D animation

역시 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고는 비교적 실험값과 잘 일치함을 보였다. 그러나 피험자 B의 경우 넙적다리가 디딤구간의 초반과 후반에서 실험값 보다 다소 급격히 감속되는 현상을 보였다. 발의 경우 각속도의 증가와 감소 형태가 잘 일치하나 발의 회전이 실험값에 크게 미치지 못하므로 각속도와 마찬가지로 절대값이 실험치보다 적게 나타났다.

4.3 그래픽 애니메이션

모델의 유용성을 검증하기 위하여 기구학

을 통해 얻어진 각관절의 궤적을 XZ평면(시상면)과 XY평면(수평면), YZ평면(전두면)에서 Stick Diagram으로 애니메이션 하였으며(그림 10), 또한 PHIGS(the Programmer's Hierarchical Interactive Graphics System)를 사용하여 공간에서 애니메이션 하였다(그림 11).

5. 결론 및 향후 연구방향

보행 분석에 있어 역기구학을 통하여 얻어진 각 관절의 궤적과 각 분절의 회전각은 실험값과 잘 일치함을 보였다. 속도와 각속

도, 그리고 가속와 각가속도는 다소의 차는 있었으나 증가와 감소되는 형태가 실험값과 매우 유사하게 나타났다. 전반적으로 스윙구간이 5-10%정도 지연되는 현상을 보였는데 이러한 원인은 기구학적 모델에 운동역학적 특성치를 고려하여 보완한다면 보다 정확하게 실험값에 근접하리라고 본다. 그러나 시뮬레이션의 결과로 부터 보행을 분석하는데 운동학적 수준에서 분절의 회전각의 변위를 최소화하는 알고리즘은 보행동작을 분석하는데 매우 적합하며, 좀더 여러개의 분절로 모델링할 경우나 빠른동작을 분석할 경우 신체의 측정부위를 줄이므로 분석시간 감소시킬 수 있어 매우 유용하다. 또한 평면과 공간에서의 애니메이션 프로그램은 인간이 다른 운동이나 작업을 수행할 경우도 사용할 수 있어서 그래픽 시뮬레이션에 기초가 되리라 본다.

참 고 문 헌

[1] 정 민근, 김 상호, 김 태복.(1991) 보행 비정상성의 평가를 위한 보행분석 시스템 구현. 대한산업공학회지, 제17권, 제 2호, 39-50.

[2] Apkarian, J., Naumann, S. and Cairns, B. (1989) A Three-Dimensional Kinematic and Dynamic Model of the Lower Limb. J. Biomechanics 22, 143-155.

[3] Cappozzo, A. , Leo, T. and Pedotti, A. (1975) A General Computing Method for the Analysis of Human Locomotion. J. Biomechanics 8, 307-320.

[4] Chao, E.Y.S. and Rim, K. (1973) Application of Optimization Principles in Determining the Applied Moments in Human Leg Joints During Gait. J. Biomechanics 6, 497-510.

[5] Chow, C. K. and Jacobson, D. H. (1971) Studies of Human Locomotion via Optimal Programming. Math. Biosci. 10, 239-306.

[6] Dorijs, L. K. and Hull, M. L. (1984) Dynamic Simulation of the Leg in Torsion. J. Biomechanics 17, 1-9.

[7] Flowers, W. C. and Mann, R. W. (1977) An Electrohydraulic Knee-Torque Controller for a Prosthesis Simulator. IEEE Trans. on Biomech. Engng Feb, 3-8.

[8] Hardt. D. E. and Mann. R. W. (1980) A Five Body-Three Dimensional Dynamic Analysis of Walking. Technical Note, J. Biomechanics 13, 455-458.

[9] Hatze, H. (1977) A Complete Set of Control Equations for the Human Musculo-Skeletal System. J. Biomechanics 10, 799-805.

[10] Hatze, H. (1981) The Use of Optimally Regularized Fourier Series for Estimating Higher-Order Derivatives of Noisy Biomechanical Data. J. Biomechanics 14, 13-18.

[11] Inman, V. T., Ralston, H. J. and Todd, F. (1981) Human Walking. Williams & Wilkins.

[12] Kairento, A. L. and Hellen, G. (1981) Biomechanical Analysis of Walking. J. Biomechanics 14, 671-678.

[13] Nubar, Y. and Contini, R. (1961) A Minimum Principle in Biomechanics. Bull. of Math. Biophys. 23, 377-391.

- [14] Pandy, M. G. and Berme, N. (1988) Synthesis of Human Walking : A Planar Model for Single Support. *J. Biomechanics* 21, 1053-1060.
- [15] Patil, K. M. and Chakraborty (1991) Analysis of a New Polycentric Above-Knee Prosthesis with a Pneumatic Swing Phase Control. *J. Biomechanics* 24, 223-233.
- [16] Ramey, M. R. and Yang, A. T. (1981) A Simulation Procedure for Human Motion Studies. *J. Biomechanics* 14, 203-213.
- [17] seireg, A. and Avikar, R. J. (1975) A Mathematical Model for Evaluation of Forces in Lower Extremities of the Musculo-Skeletal System. *J. Biomechanics* 8, 89-102.
- [18] Siegler, S., Seliktar, R. and Hyman, W. (1982) Simulation of Human Gait with the Aid of A Simple Mechanical Model. *J. Biomechanics* 15, 415-425.
- [19] Shih, C. L., Li, Y. Z., Churng, S., Lee, T. T. and Gruver, W. A. (1990) Trajectory Synthesis and Physical Admissibility for a Biped Robot During the Single-Support Phase. *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, 1646-1652.
- [20] Tasi, C. S. and Mansour, J. M. (1986) Swing Phase Simulation and Design of Above Prostheses. *IEEE Trans. on Biomech. Engng* 108, 65-72.
- [21] Townsend, M. A. and Tasi, T. C. (1976) Biomechanics Modelling of Bipedal Climbing and Decending. *J. Biomechanics* 9, 227-239.
- [22] Townsend, M. A. and seireg, A. (1972) The Synthesis of Bipedal Locomotion. *J. Biomechanics* 5, 71-83.
- [23] Yang, L., Solomonidis, S. E., Spence, W. D. and Paul, J. P. (1991) The Influence of Limb Alignment on the Gait of Above-Knee Amputees. *J. Biomechanics* 24, 981-997.
-